



特 許 願 ()

特 許 庁 長 官 殿

昭和 年 49. 11. 23

1. 発明の名称 リュウタイアツソクテイヨウ イリヨウチ
流体圧測定用の医療器

2. 発明者

住 所

出願人と同人

氏 名

3. 特許出願人

住 所 (居所) アメリカ合衆国 コネチカウト州 ウェストボ
ート マニトウ ロード 24

氏 名

ウィリアム ミラー

国 籍

アメリカ合衆国

4. 代 理 人

住 所 東京都千代田区丸の内3丁目3番1号 電話 (代) 211-5741

氏 名 (2977) 弁理士 伊藤 堅 太

49-045895

明 細 書

1. 発明の名称 流体圧測定用の医療器

2. 特許請求の範囲

流体源を有し、かつ選択的に、平常の静脈内注入を行なうか、または脈管内の流体圧を測定するようになつてゐる脈管内の注入方式に關し使用し得る医療器であつて、前記医療器は、その内部に形成されて一端が前記流体源に連結し得る装置を含み、かつ他端は前記注入方式用の供給路を提供するため患者に連結し得るようになつてゐる装置を含む貫通路と、密閉空気室と、一端が前記空気室と連通してそれと共に圧力計測装置を形成する毛管と、前記貫通路と前記毛管の他端との間に延びる導管を形成する弁室と、前記弁室を大氣に連通させる空気孔と、正常の注入ができるように前記弁室の内部における前記貫通路と前記弁との間の流れを阻止する第1の位置から、前記流体源と前記貫通路との間の流れを阻止し、注入をしや断じて前記空気孔をふさがらないで患者から前記弁室の中へ高圧流体の流れが戻れるようにする第2の位置と、前記流体源と前記貫通路との間の流れを阻止して注入をしや断し、前記空気孔をふさいでゐる間に患者から前記弁室の中へ高圧流体の流れが戻れるようにし、高圧流体を前記計器によつて測定するよう前記毛管の中に流れ込ませるようになっている第3の位置へ移動自在となつてゐる弁装置を有する本体を含む医療器。

3. 発明の詳細な説明

この発明は流体圧を測定するための医療器に關するものであり、更にくわしくは脈管内の流体圧を測定するために脈管内の通路に直接さし込まれるか、或いは脈管内の注入路内にさし込まれる装置に關するものである。

医学診療においては、いろいろな重症な臨床状況および病理学的状態に、しばしば病的に高い中枢および末梢静脈圧が付随する。うつ血性心麻痺、心臓炎、および大静脈圧迫症または閉鎖症の多くの場合に見られる多かれ少かれ持続的な高静脈圧に加えて、中枢および末梢静脈圧の変化レベルと結合している幾つかの急性または亜急性の問題が

①9 日本国特許庁

公開特許公報

①特開昭 50 - 139588

④3公開日 昭50.(1975) 11.7

②1特願昭 49-45895

②2出願日 昭49.(1974) 4.23

審査請求 未請求 (全9頁)

庁内整理番号

7227 54

⑤2日本分類

94 A152

⑤1 Int.Cl?

A61B 5/02

ある。

たとえば、上方大静脈内に内在のカテーテルにより中樞静脈圧を監視することは、心筋梗塞症、肺動脈塞栓症、およびいろいろな原因によるショックに生じる左または右心室不全のような種々異なった臨床状態における循環機能を査定するには非常に有益であることが論証されてきた。その上、以下 C. V. P. と呼ぶ中樞静脈圧の高さ、並びにその変化の方向および率は、これらの状態における適正な治療へのガイドとしてしばしば採用されている。

敗血症、血液量欠乏症 (Volume depletion) または心機能不全からのショックにある多くの患者は、C. V. P. の過速の上昇を避ける比率で、静脈内流体を安全に受けることができる。このようにして、静脈圧の測定は、臨床的病状にある患者の状態を診断する上において、動脈圧、血液量、心臓血液拍出量、臨床出現、および他の要因と同等の重要性に達している。

したがって、C. V. P. の監視は次のタイプの

8

に用いられている技術は、腕の静脈にさし込まれた注射針またはカテーテルに、三方ストップ・コックによつて直接連結されている目盛付きガラスまたはプラスチック製の圧力計の読み取りを必要とする。圧力は、圧力計の中の規定塩水内における血液が上昇する高さ、またはそれが規定塩水を変位させる高さによつて決定される。

正常静脈圧は比較的広範囲で一通常、水柱ないし 10 または 13 cm までの高さの間で変化する。したがって、従来の技術ではかなり長い圧力計管を必要とするが、これは取扱いが厄介である。その上、圧力計およびそれと結合している装置は、慎重に組立てられて支持されていなければならず、かつ、測定に先立つてその都度それに付着している空気を塩水でさつと洗い落さなければならない。そればかりではなく、圧力計の上方端は外気に対して開いているから、流体は細菌汚染にさらされる。そのような細菌汚染が患者に感染することもあり得る。

長い圧力計管を用いる測定技術でもう一つの欠

諸問題の臨床的管理に対しては慣習的に行なっているセンターがある。重い外傷、敗血病性ショック、重い心筋梗塞症、充塞性肺動脈塞栓症、開放性および閉鎖性心機能および主脈管補修手術を受けている手術後の患者（および手術中の患者でさえも）。今後 C. V. P. の監視の応用は、特にもし圧力測定のための技術が改善されれば拡大し続けるであろうことは疑う余地はない。

その上、非常な種類の患者に各種の流体を静脈内注入することは、ほとんど日常的な病院行為である。中央静脈カテーテル法の危険、不快さ、および不便を通常正当化しないボーダー・ラインの臨界状況が数多く起きるので、在来の静脈注入法と同時に、じんとで簡単かつ安全な末梢静脈圧測定法の選択が非常に望ましい。末梢静脈圧は必ずしも常に C. V. P. を反映しないけれども、注入中における患者の臨界状態との相関作用は、多くの場合循環係過負荷またはその逆を避けて、よりじんと流体管理を可能にするのに充分である。

現在、末梢または中樞静脈圧測定用の最も普通

7

点は、患者の所与の点に対応するゼロ点を正確に調整する必要があることである。患者がしばしば動くのでこの問題は一層ややこしくなり、圧力計をたて方向に調整してゼロ照合点を常に再調整しなければならず、この作業はしばしば実際の測定以上の時間を消耗する。

簡単にコンパクトな直読み流体圧測定装置を提供しようとする / 試案においては、毛管の一端に取りつけられた皮下注射針の形を採っており、その他端は大きくなつた球体すなわち空気貯蔵器と連通している。針が静脈の中にさし込まれた場合には、管容対球体比は、管に入りつつある流体がその中の一点に流れて、流体圧と、管並びに連結球体の内部気圧との間の平衡を達成するような比率となる。流体と空気との間の界面は毛管に沿つて観察でき、それに近接して印刷してある目盛りが圧力読み取りを指示する。

この周知の型の器具における / つの欠点は、管並びに連結球体内に圧縮されている空気の圧力が温度の函数であつて、この器具が手で保持される

5

6

ように設計されているので温度の高さが変わることである。したがって、管並びに連結球体内に閉じ込められた空気の熱とそれの膨張に因り、読み取りがおそらくひどく低度で不正確なものとなるであろう。この膨張はまた、すべての血液を患者の中へ帰炭させ、その後で患者の中へ気泡を導入して危険な状態をつくり出し、重大な結果をもたらすことになるかも知れない。

その上、この周知の型の装置は目盛りがしてないので不正確である、すなわち、毛管および連結室内に閉じ込められる空気量が一定でなくて、器具を静脈または他の脈管内路に接続させるのに用いられる注射針またはカテーテルの長さによつて変化する。さし込まれている中枢静脈カテーテルの場合には、短い皮下注射針に比較して位と管の長さが非常に大きく、したがって圧力測定が変化する。この周知の型の装置においては、皮下注射針をさし込むのに先立つて静脈を膨張させるために患者の腕に一時的に圧迫帯を巻きつけ、圧迫帯の結果として静脈の内部の圧力が一時的に上昇さ

せられるという点において、更にもう1つの問題が存在する。圧力計がこの上昇圧を初めに読むだろうし、また、この上昇圧は空気球の中へ血液を入らせる。たとえ読み取り前に圧力が下げられたとしても、球体の中に残留している血液は、空気のいくらかを押しつけてこの計器の正常な測定を損う。

毛管および連結密閉室並びに毛管の入口に取りつけられた三方弁を含む装置もまた知られている。弁が、圧力を測定すべき流体源と、管と大気との間の圧力を均衡化し、かつ毛管から流体のサンプルを除去するために用いることもできる空気孔とに管を選択的に相互連結している。三方弁は更に、毛管への入口をふさぎながら流体源と空気孔とを連結するので、流体のサンプルが直接得られる。この装置はまた、いろいろなフィン装置を含んでおり、このフィン装置が周辺と、毛管並びに連結球体とによつて閉じ込められている空気との間の熱移動を増進させる。この装置は先ず最初にそれに取りつけてある中空針を患者の流体路の中にさ

7

し込んで、前記流体路を三方弁へ連結して操作される。次いでこの弁は毛管への入口をふさいで患者からの流体を弁を通して流れさせるように位置づけられる。次にこの弁は、毛管および連合している空気室を大気へ漏らすように位置づけられ、その後の流体流が阻止される。次に、流体路と毛管とが弁によつて接合され、流体と圧縮空気との間の平衡点において圧力が読み取られるのであるが、この平衡点は毛管に沿っており、それに近接して位置している目盛によつて読まれる。

上記の弁装置の代りの1実施例は、取り付けられていて、空気孔の代りをしている三方弁の1つの口と連通している皮下注射器を実施している。空気孔が球体から設けてある。この実施例においては、患者と注射器からの流体は、先ず三方弁によつて連結され、流体源が注射器内に集められる。次いで三方弁が注射器と毛管を連結するように位置づけられ、流体が、注射器から近接する目盛のゼロ点まで管内をくみ上げられるが、この時には空気孔は開かれている。次に、空気孔が閉じられ、

8

三方弁が回されて流体源が管と連絡され、そこで測定が行われる。

医学圧測定技術における改良ではあるがこの装置はいくつかの不利点を有している。オノに、空気室の気抜きが、常に流体路からの流体の流れを阻止しながら行われる。次いで流体がその圧力測定のために解放された場合に、流体の波動が起きて読み取りが不正確になるかも知れない。この発明の1実施例においては、ゼロ点が不正確に設定されている、というのはそれが三方弁構造の内部のどこかにあるからである。代りの実施例においては、ゼロ点は注射器-ポンプ組合により正確に設定される；しかしながら、三方弁が流体路への連結を一時的に阻止するように用いられているので、当初の波動の可能性はまだ存在している。

この装置は、あらゆる場合に回転と、患者の身体に比較的近く位置している回転弁の精密な位置づけを必要としていて、取り扱いがむずかしい。1つの実施例においては、テーブル弁を分離して操

9

作する必要がある、このテープ弁は完全に、破壊しや断、されてないで漏れなく、この操作は装置を動かすことになり、かつ患者に苦痛を与えることとなろう。

上記の先行技術の装置は何れも、間接的で容易に行える測定により静脈または他の圧力を継続的に監視するには適していない。例れもが測定のたびに皮下注射を患者の中へさし込むか、またはそうでない場合には測定間において装置を患者へ連結したままにして置かなければならない。そればかりではなく、もし使用者が、気球の通りに設けてあるフィンで装置をつかむと、使用者の手と気球との間の熱移動が顕著らしくて、1分も経たないうちに気球内の温度が顕著な上昇を示すだろう。

この発明の1つの目的は、末梢または中枢静脈圧、髄液圧、および動脈圧を含む流体圧測定用の医学的器械を提供することである。

この発明のもう1つの目的は、流体圧測定用の正確な医学的器械を提供することである。

11

る弁室が前記貫通路と前記毛管の他端との間に延びており、空気孔が前記空気室を大気に連通させており、かつ、前記弁室内において、前記貫通路と前記弁室との間の流れを阻止して正常の注入を可能にする最初の位置から、前記流体源と前記貫通路との間の流れを阻止し、注入をしや断し、前記空気孔を閉じないで患者から前記弁室の中へ高圧流体の流れが戻れるようにしているオムの位置へ、かつ、前記流体源と前記貫通路との間の流れを阻止し、注入をしや断し、前記通気孔をしや断している間に患者から前記弁室の中へ高圧流体の流れが戻れるようになつていて、それにより高圧流体を前記ゲージにより測定されるように前記毛管の中へ流れ込ませているオムの位置へ動くことのできる弁装置を含んでいる。

一般的には、この発明の目的は2つの代り得る装置のうちの1つにおいて達せられる。最初の装置は空気室と連結し、かつ連通している毛管を有している。毛管には、その中に流体を導入するため、その他端に皮下注射針、カテーテル、アダプタ、

この発明の1つの付加的な目的は、静脈内注入装置と関連して使用し得る静脈圧測定用の医学的器械を提供することである。

この発明の更にもう1つの目的は、使用者と器械との間の熱移動が間違いを引き起すかも知れないような場合に、そのような熱移動を阻止する流体圧測定用の医学的器械を提供することである。

この発明のその他の目的は以下部分的に明らかとなり、かつ部分的に説明されるだろう。

この発明は、流体源を有し、かつ選択的に正常の脈管内注入を行なうか、または脈管内流体圧測定を行なうようになつている脈管内注入システムと関連して使用し得る医学的器械を提供することであり、前記器械は貫通路が形成されている器械胴体を有しており、貫通路の一端は前記流体源に連結し得る装置を含んでおり、また貫通路の他端は患者に連結できる装置を含んでいて、注入システム、密閉空気室、および毛管のための供給路を提供しており、毛管の一端は空気室と連通してそれと共に圧力ゲージ装置を形成し、導管を形成す

12

12

または他の適宜の管を取りつけることができる。毛管に沿つて位置している目盛のゼロ点には、任意に閉鎖できる空気孔が毛管に沿つて設けてある。患者から圧力がかかつて毛管に入る流体または血液は空気孔へ流れ、それ以上毛管を上らないでそれを通過するだろう。空気室と毛管とは空気孔を通して同時に漏らされる。空気孔が閉された場合には、流体または血液は、毛管から空気を排除しながら毛管を成る一点まで上昇し、そこで管および連結球体の中の空気の圧縮量の気圧との平衡が達成され、これが実質的に一定の温度の高さに維持される。流体と空気との間の境界は、流体圧の正確な表示であるα値を与える管のしるしに沿つて観察ができる。

もう1つの実施例もまたハウジング内に形成されている毛管および拡大された連合空気室を含んでいる。ハウジングは更に流体注入装置の供給路内に介在してよい貫通路を含んでおり、貫通路の枝路が毛管の口部と連通していて、更に空気孔へと延びている。流体を静脈内に注入するために、

13

-440-

14

ブランチヤ弁が貫通路を通じて流体を選択的に流れさせ、流体注入を停止し、毛管の口部を過ぎ、空気孔を通じて流体を逆流させて、腎と、連合空気室と、流体とを同時に排出し、空気孔をしや断し、そこで流体は毛管を成る一点まで上昇し、そこで毛管と連合球体内の圧縮空気量の気圧との均衡を達成する。

この装置は、ブランチヤ弁とハウジングによつて保持されており、使用者と空気室との間には熱伝導性はほとんど或いは全くない。このため、圧縮空気の変動温度に因る不正確な読み取りの可能性が無くなる。圧力測定の前、毛管および連合空気室並びに流体を同時に排出するので、毛管で起きる流体の当初の波動に因る誤測の可能性が減少する。

両方の実施例とも、片手だけで操作ができ、使用がすこぶる簡単で、かつ正確な圧力測定ができる。

静脈内注入用の貫通路を備えているこの実施例は、継続的に取りつけられていて、いつでも使用

15

ジング20のステム部分40は上方へ突出しており、それにより弁室26はハウジングに関し延長されている。その上端がハウジングの主要部から離れている。弁室26はまた29において通路28と、また81において通路80と交差し、かつ連通して、その端部には装置10の入口と出口とを有している。弁室26はまた空気孔82を備えていて、空気孔の中には好ましくは、米国マサチューセッツ州、ベッドフォードのミリポア社(Millipore Corporation of Bedford, Massachusetts)製に成るような細菌ろ過器88(図示しない)を入れておく。

弁室26内には、間隔を置いて2つの密閉リング86と88が取り付けられてある弁ステム85を有するブランチヤ弁84が軸方向に整合されて受容されている。弁ステム84は弁室26よりも小さく、その約半分の直径を有しており、また2つの密閉リング86と88が弁室26を完全に密閉して、その中で弁ステム85上を滑動するように取り付けられている。

17

できるので、圧力測定をしばしば行なうようにさせる。

この発明の特性および目的を一層よく理解するため、添付図面について詳述している以下の説明を参照すべきである。

オノ図を参照すると、この発明による流体圧測定用の医療器は10で示されている。医療器10は、一般に流体の入っているびん12と、びんと流体圧測定装置10とを相互連結しているオノ管部分14と、流体圧測定装置を患者の腕の静脈の中にさし込まれた皮下注射針に連結している16で示すオノ管部分とを含む静脈内流体注入供給装置内に設置される。

さて、オノ図を参照すると、流体圧測定器は、内部に毛管寸法の管22が形成されている20で示すハウジングを有しており、管22はより大きな空気室24に連通している。静脈圧測定のためには、空気室の対毛管容積比は、好ましくは50:1ないし150:1の範囲内である。毛管22の口は弁室路26の中に向つて開いている。ハウ

18

タブ42はハウジングのステムから半逆方向に外方へ延びている。作業者は、好ましくはタブ42の下方へ指を当てがつてこの装置をつかみ、その後で弁ステム終結円板44を下方へ押下げてブランチヤ弁84を適宜に操作する。弁ステム84およびそれに取りつけてある密閉リング86と88は、弁ステム終結円板44とハウジングのステム40との間に弁ステム85と同軸に取りつけてあるコイルばね46により、オノ図に示してある位置へ自動的に戻される。コイルばね46はこれもまた弁ステム85およびコイルばね46と同軸に取りつけてある2つの同心の入れ子式円筒形スリーブ48と50とにより好ましくは横わられている。

通路28と80の端部を形成しているハウジング20の部分は、ハウジングから外方へ突出して、管14と16とを入れ子式に受容保層するようになつている。オノ図およびオノ図に示すように、管14は流体供給びん12と通路80を相互連結させ、また管16は通路26を皮下注射針

18

18に連結する。

弁がオ2図に示すそのゆるめられた位置にあると、流体圧測定装置10を通して流体を流れさせる貫通路ができる。貫通路は通路80と、弁室20の下方部分と、通路28とから成る。このようにして、流体圧測定装置は、オ1図に示すように、静脈内注入装置に取りつけて、患者に対し正常な流体を生ぜしめることができる。毛管22および連合している空気室24は、流体が正常に流れている間空気孔82を通して大気圧へ通気されている。

流体圧測定を行なおうとする場合には、使用者はタブ42によつて装置をつかみ、管10内の圧力、ヘッドに因る圧力測定における誤を避けるために、装置を患者と同じ高さに位置させる。使用者が、空気室24から十分に離れたタブ42とブランジャ弁84とによつて装置10を取りあつかうので、使用者から装置への熱移動はもしあつたとしても、とくに圧力測定を行なうのに要する短時間の間にはほとんどない程度である。

19

上せしめて、毛管と、それに連合している空気室24とに收容されている空気を圧縮する。流体と圧縮空気との間の均衡がとれた場合に、毛管22に近接して設けられた目盛50に沿つて、流体-空気の境界位置を注意することにより、流体圧が読み取られる。

もしも透明の供給流体が用いられると、流体-空気境界の位置を読むものは困難である。この困難は毛管の真うしろに細い赤線を塗ることによつて排除される。毛管の中に流体がない場合には、毛管内の空気が円筒形の空気レンズとして働いて、赤線は見えない。流体が毛管に入ると、流体と毛管は共に透明の媒体を含み、赤線は流体の背後で流体-空気境界まで見えるようになる。

流体圧の測定と読み取りに次いで、使用者はブランジャ弁84を解放し、ばね46がそれをオ2図に示す位置に戻らせる。このときに、正常な静脈内注入が再開され、装置は直ちに次の圧力測定に役立つ。各読み取りには静脈内流体注入をほんのわずかに中断させるだけでよくて、静脈圧の規則

21

使用者は次にブランジャ弁84をオ3図に示す位置まで部分的に押下げる。それにより下部密閉リング86は下方へ動かされて通路80を通路28からしや断し、患者からの戻り高圧流体流が2つの密閉リング間の弁室20の部分を満たす。弁室のこの部分は毛管22によつて横断されており、更にまた空気孔82によつても横断されている。2つの密閉リングの間の弁室20を満たす流体は空気孔から逃げて、毛管22の中へは流入しない。毛管および空気室内に空気の膨張が起きればこれもまた弁室20内に容易に收容され、このようにして、流体が流体通路28を通して患者から流れると同時に、空気室は大気に対して通気される。

流体が上記の、かつオ3図に示された位置に到達した場合に、ブランジャ弁84をオ4図に示す位置まで完全に押下げて圧力測定が開始される。下部密閉リング86が通路80をふさぎ続けている一方これは上部密閉リング88に空気孔82をふさがせる。患者の静脈圧が流体を毛管22へ流

20

的な監視が促進される。

患者の臨床状態が、C. V. P. カテーテルの不利が正当化されると思われるような状態にある場合には、上記の装置は、末端の在来の内針が中枢静脈カテーテルに依つて取つて替わられてその場に残留することができる。次いで装置10は、通路28と連通する管により中枢静脈カテーテルに連結され、今や中枢静脈圧は上記の方法によつて監視される。

上記の装置10は、元来低コストのプラスチックで作ることができて、1人の患者に使用したのちに処分されるように十分に安価である。

さて、オ5図を参照すると、この発明のオ2の実施例を含むオ1の流体圧測定装置60が示されている。この流体圧測定装置60は、内部に空気室66と連通する毛管64を形成した円筒形ハウジング62を有しており、空気室66もまたハウジングの内部に形成されている。ハウジングの突出している円筒形部分68は、皮下注射針70を入れ子式に收容するように外方へ延びており、そ

22

れにより皮下注射針の先端から毛管の中への流体通路を形成している。皮下注射針に通じる管もまた突出円筒形部分88の上方に受容される。通路72が毛管を横断して空気孔を形成しているが、その作用を次に説明する。毛管84に近接してハウジングには目盛り74が印刷してあり、目盛の「ゼロ」端部が、毛管を備えた空気孔72の横断部と整合している。

静脈圧測定の場合、空気室の対毛管容積比は好ましくは50:1ないし150:1の範囲内である。

静脈圧の測定は、先ず初めに患者の静脈の1つをよりゆう起または膨張させるために圧迫帯を施し、次いでそこへ皮下注射針70をさし込んで行われる。静脈穿刺を行なうためには圧迫帯を用いることが必要である。しかしながら、腕の圧迫帯は静脈圧を一時的に非常に程度に増大させ、これが皮下注射針に沿って空気孔72の下方の毛管の部分の中へまで流体の流動を生ぜしめる。

この流体の流動は、もし漏らされない場合には、

28

たときに、使用者は、亦6図に示すように自分の指などのような適宜の方法で空気孔をふさいで圧の測定を始める。次いで、静脈高圧血液は毛管および連結空気室内の空気を、均衡が達せられるまで圧縮し、その時点において使用者は、目盛り74に関し流体-空気の内側面の位置を注意することによつて圧を読み取ることができる。空気室と毛管との中に閉じ込められた空気の温度は、使用者と装置との間の熱伝達によつて上り得るけれども、圧の測定は極くわずかな時間内に達成され、この間の熱の影響に因る圧力変化は無視し得るほどに小さなものである。

圧力測定が行なわれた後、装置は患者から取りはずされて廃棄される。発明のこの実施例もまたプラスチックで安価に作られ、弁などがなくて、正確でしん速な静脈圧の測定ができる極度に簡単な装置を含んでいる。

ここに記載の流体圧測定用の装置器に用いられている基本的な科学的原理は、定温における与えられた気体の質量に対しては、圧力と体積の積は

圧の非常に不正確な読み取りを来すこととなるだろう。血液の急流入が毛管全体を満たし、空気室の中にまであふれ出してその後で圧がおさまった後においてさえ、その後の読み取りを困難にすることがある、というのは血液は空気室から比較的制限された毛管の中へは通常戻らないからである。空気室の中に残っている血液があれば、それは空気室の定値を破ることとなる。

空気孔72が初期の流動を漏らせて、上記の困難を防ぐ。空気孔は腕の圧迫帯が取り去られて静脈圧がその平常の高さにまで沈静されるまで開いたままにされている。過度に高い静脈圧が抜かれている間、空気室と毛管も同時にまた大気に通気されていることに注意すべきである。血液と空気室と毛管とが同時に抜かれるので、使用者からの熱移動に対してこの装置を断熱するための装置を設ける必要はない、なぜならば空気の膨張は読み取りに先んじて即座に抜かれてしまうからである。

腕の圧迫帯を取りはずした後で静脈圧が沈静し

29

一定であるというボイルの法則である。この法則は一般に、 $PV = nRT$ と書かれ、ここにおいて P = 気体の圧力、 V = 気体の体積、そして n = 気体のモル数、 R = 気体定数、そして T = 気体の温度である。正常の大気圧および温度における通常の空気は、理想的な気体のように作用し、したがってボイルの法則に緊密に従う。

上記の装置において、毛管と空気室とは周辺温度と大気圧における正確にわかっている空気量を含んでいる。この空気量は静脈圧にさらされ、かつ静脈圧によつて圧縮される。

もしも記号 P_0 と V_0 がそれぞれ大気圧と、静脈圧を受ける前の装置における毛管および連合空気室の容積を扱われ、またもしも静脈圧が加えられた後の対応値が $P_0 + \Delta P$ と $V_0 + \Delta V$ によつて示されるとすれば、一定温度と仮定して、 $(P_0 + \Delta P) \cdot (V_0 + \Delta V) = P_0 \cdot V_0$ である。この方程式は $P_0 \cdot \Delta V + V_0 \cdot \Delta P + \Delta P \cdot \Delta V = 0$ に変換される。

静脈圧は典型的には大気圧を越え約 $10 \text{ mm H}_2\text{O}$

である。大気圧はそれ自体約 1,000 mm H₂O (すなわち、約 76 cm Hg) であるから、静脈圧は大気圧より 1 パーセント高い。このようにして、実際に会得る典型的な静脈圧に対しては、 ΔP は P_0 の非常に小さな端数であり、かつ ΔV もまた V_0 に関して小さく、その結果上記の最後の方程式における項 $\Delta P \cdot \Delta V$ は無視してよい。これは直ちに次の結果を導く：

$$P_0 \cdot \Delta V = -V_0 \cdot \Delta P \text{ または } \Delta P = -\Delta V \cdot \frac{P_0}{V_0}$$

静脈圧は、上記装置の両者において、毛管および連合空気室内に閉じ込められた空気量の減少に正比例する。毛管と空気室内に閉じ込められた空気の初期の量は、それぞれその境界を装置 10 内の毛管 22 の下端と、装置 60 内の空気孔 72 とに有していて、毛管に沿う流体の運動は、両装置においてこの運動を生ぜしめている流体圧の増大に正比例する。

流体圧測定用にここ用いられているような目盛付きの毛管に終っている室は、流体の濃度を測定

するのに通常用いられる定量装置である比重びんに形がほとんど同じである。上記の方程式は圧力測定に関する技術において周知であり、ここに記載された流体圧測定用の医療器は比重びんの特殊応用である。

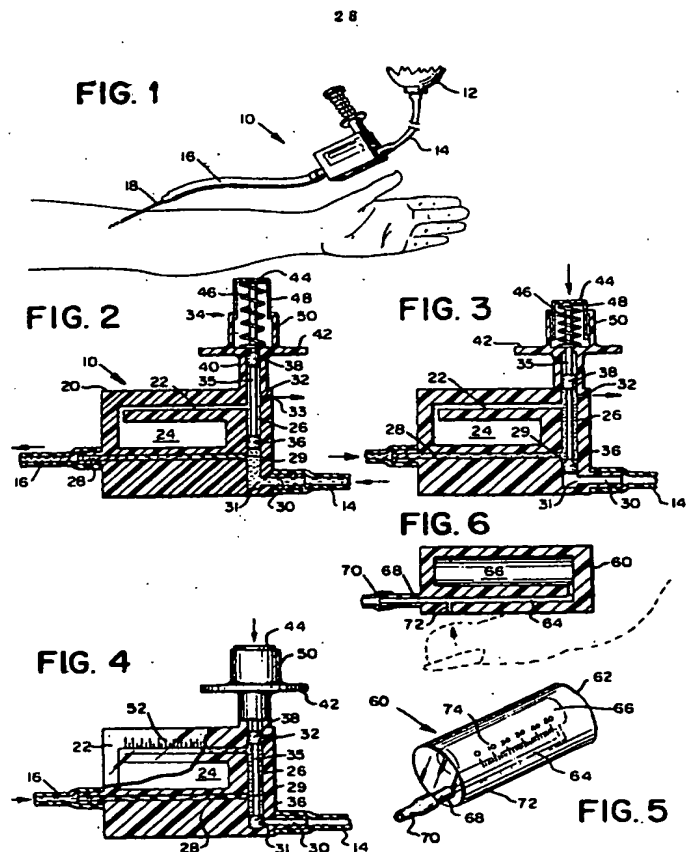
この発明の好ましい実施例の説明は、ここでは先ずオノに静脈圧測定用に特に好適の装置について行なつたが、当該技術に習熟した者にとっては、この装置は、髄液圧、動脈圧、および他の各種の体管または機関の流体測定のような他の臨床圧測定用に容易に適合させ得ることは明らかであろう。

先行の説明から明らかにされたもののうちで、上記の目的は効率的に達成され、かつ、この発明の範囲から逸脱しないで上記の構造において或る種の変更がなし得るから、上記の説明に含まれているか、或いは添付図面に示してあるすべてのことは説明的なものとして理解されるべきであつて、限定的な意味に理解されるように意図されているものでないことが明らかであろう。

4. 図面の簡単な説明

オノ図はこの発明による流体圧測定用の医療器の斜視図、オニ図は、静脈内注入ができるようにプランジャ弁が最初の位置になつているオノ図の医療器の横断面図、オノ図は、弁がオニ番目の位置になつていて、毛管およびそれに連合している室、および流体圧が測定されるべき流体を同時に漏らしているオニ図同様の横断面図、オニ図は、弁がオニ番目の位置にあつて、空気孔をふさいでおり、圧力測定を行わせようとしているオニ図同様の部分的に横断面で示した図、オニ図はこの発明による流体圧測定用のオニ番目の医療器の斜視図、オニ図はオニ図の医療器の横断面図である。

なお、図において、10 は医療器、22 は毛管、24、26 は空気室、28 は弁室路、29、29、30、31 は通路、32、72 は空気孔、50、50、74 は目盛、60 は流体測定装置である。



5. 添附書類の目録	(1) 明 細 書	1 頁
	(2) 図 面	1 冊
	(3) 委任状及訳文	各 1 冊
	(4) 特許出願書	1 冊
	(5) 国籍証明書及訳文	各 3 冊
	(6)	2 冊

6. 前記以外の発明者、特許出願人および代理人

(1) 発 明 者

住 所 な し
氏 名

(2) 特許出願人

住 所 (居所) アメリカ合衆国 ニューヨーク州 ニューヨ
 ーク市 イースト セブンティセブンス
 ストリート 4
氏 名 ~~マーティン~~ マーティン フランク スターマン
~~住所~~ アメリカ合衆国 ニューヨーク州 ニューヨ
 ーク市 ウェスト サーティーンズ ストリート 34
~~住所~~ モーリス シヤマ カンパー
 国 籍 アメリカ合衆国 (2 名とも)

(3) 代 理 人

住 所 東京都千代田区丸の内 3 丁目 3 番 1 号 電話 (03) 211-8741

氏 名 (6000) 弁理士 熊 倉

同 (6254) 弁理士 山 本

同 (5995) 弁理士 中 村

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.